

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS


IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

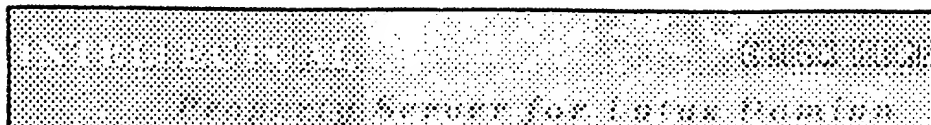
No title available.

Patent Number: FR2519179
Publication date: 1983-07-01
Inventor(s): HANS HEINRICH
Applicant(s): SIEMENS AG (DE)
Requested Patent: ☐ FR2519179
Application Number: FR19820021037 19821215
Priority Number(s): DE19813151570 19811228
IPC Classification:
EC Classification: G03C5/17, G21K4/00
Equivalents: ☐ DE3151570, ☐ JP58121874

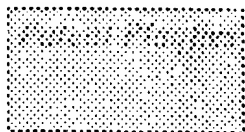
Abstract

The invention relates to an X-ray image converter with a phosphorescent luminous layer (6) which is sensitive to X-rays and which can be illuminated by scanning with an infrared beam and which is associated with a device (17) for converting the image signal sequence thus obtained into a visible image. To achieve a good signal yield, the invention provides that the fluorescent screen (6) is located on a photoconductor layer (7) which is sensitive to the fluorescent light, that this photoconductor (7) is located between two electrodes (8, 9) and that the layer associated with the luminescent screen is accessible to the access of the scanning illuminating beam (16) at least from one side. An X-ray image converter according to the invention is particularly suitable for use in medical X-ray diagnostics. 

Data supplied from the esp@cenet database - 12



[IPN Home](#) | [Search](#) | [Order](#) | [Shopping Cart](#) | [Login](#) | [Site Map](#) | [Help](#)



INPADOC Record

DE3151570A1:
ROENTGENBILDKONVERTER

[No Image](#) | [View Cart](#)

Add to cart: More choices...

Country: **DE** GermanyKind: **A1 Document Laid Open (First Publication)**

Inventor(s): **HEINRICH, HANS, DIPL.-PHYS. DR., 8520 ERLANGEN, DE , Germany**

Applicant(s): **SIEMENS AG, 1000 BERLIN UND 8000 MUENCHEN, DE, Germany**
[News](#), [Profiles](#), [Stocks](#) and [More](#) about this company

Issued/Filed Dates: **July 7, 1983 / Dec. 28, 1981**

Application Number: **DE1981003151570**IPC Class: **H04N 5/32; H01L 31/04; H05G 1/64;**

ECLA Code: none

Priority Number(s): Dec. 28, 1981 **DE1981003151570**

Legal Status:

Gazette date	Code	Description (remarks) List all possible codes for DE
Dec. 17, 1987	8139	Disposal/non-payment of the annual fee
July 7, 1983	A1	Laying open for public inspection
Dec. 28, 1981	AE	Domestic application

Other Abstract Info: none

Foreign References: (No patents reference this one)



Alternative Searches

Patent Number



Boolean Text



Advanced Text

Browse


U.S. Class
by title



U.S. Class
by number

TDB
IBM Technical
Disclosure Bulletin

**Nominate this
invention
for the Gallery...**



FISH & RICHARDSON P.C.

Delphion

Intellectual Property Network

To Search & Research

[IPN Home](#) | [Search](#) | [Order](#) | [Shopping Cart](#) | [Login](#) | [Site Map](#) | [Help](#)

**INPADOC
Record**

FR2519179A1: CONVERTISSEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE

[No Image](#) | [View Cart](#)
[Add to cart: More choices...](#)
Country: **FR** FranceKind: **A1** Application, First PublicationInventor(s): **HEINRICH HANS**
 Applicant(s): **SIEMENS AG**, Germany
[News, Profiles, Stocks and More about this company](#)
Issued/Filed Dates: **July 1, 1983** / Dec. 15, 1982Application Number: **FR1982008221037**IPC Class: **G21K 4/00**; **H04N 3/00**; **H04N 5/32**

ECLA Code: none

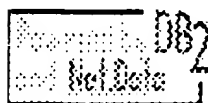
Priority Number(s): Dec. 28, 1981 **DE1981003151570**

Family:

Patent	Issued	Filed	Title
JP58121874A2	July 20, 1983	Dec. 22, 1982	XSENIMEEJIKONBAATA
FR2519179A1	July 1, 1983	Dec. 15, 1982	CONVERTISSEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE
DE3151570A1	July 7, 1983	Dec. 28, 1981	ROENTGENBILDKONVERTER
3 family members shown above			

Other Abstract Info: none

Foreign References: (No patents reference this one)


**Alternative
Searches**
[Patent Number](#)
[Boolean Text](#)
[Advanced Text](#)
[Nominate this
invention](#)
[Browse](#)

TDB

⑩ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑪ DE 3151570 A1

⑥ Int. Cl. 3:
H04N 5/32
H01L 31/04
H05G 1/64

② Aktenzeichen: P 31 51 570.3
② Anmeldetag: 28. 12. 81
④ Offenlegungstag: 7. 7. 83

Behördeneigenthum

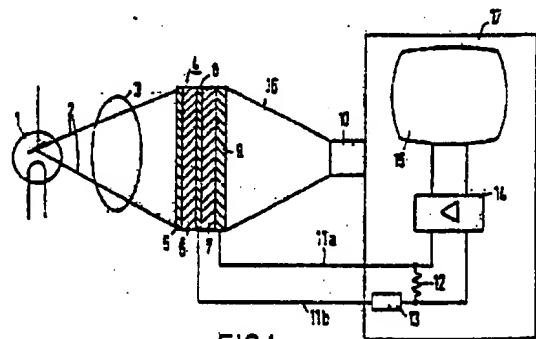
DE 3151570 A1

⑦ Anmelder:
Siemens AG, 1000 Berlin und 8000 München, DE

⑦ Erfinder:
Heinrich, Hans, Dipl.-Phys. Dr., 8520 Erlangen, DE

⑥ Röntgenbildkonverter

Die Erfindung bezieht sich auf einen Röntgenbildkonverter mit einer für Röntgenstrahlen empfindlichen phosphoreszierenden Leuchtschicht (6), die durch Abtastung mit einem Infrarotstrahl ausleuchtbar ist und der eine Vorrichtung (17) zur Umwandlung der so erhaltenen Bildsignalfolge in ein sichtbares Bild zugeordnet ist. Die Erfindung sieht zur Erzielung guter Signalausbeute vor, daß der Fluoreszenzleuchtschirm (8) an einer gegenüber dem Fluoreszenzlicht empfindlichen Fotohalbleiterschicht (7) liegt, daß dieser Fotohalbleiter (7) sich zwischen zwei Elektroden (8, 9) befindet und daß die dem Leuchtschirm zugeordnete Schichtung wenigstens von einer Seite dem Zutritt des abtastenden Ausleuchtstrahls (16) zugänglich ist. Ein erfindungsgemäßer Röntgenbildkonverter ist insbesondere für den Einsatz in der medizinischen Röntgendiagnostik geeignet. (31 51 570)



DE 3151570 A1

31.12.81

3151570

- 2 -

SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
Berlin und München

Unser Zeichen
VPA 81 P 5129 DE

5 Röntgenbildkonverter

Die Erfindung betrifft einen Röntgenbildkonverter nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1. Röntgenbildwiedergabeeinrichtungen dieser Art sind etwa vorbekannt aus der EP-OS 00 22 564.

Die Erzeugung flächenhafter Röntgenbilder mit hoher Kontrast- und hoher Ortsauflösung, die im wesentlichen nur dosisbegrenzt sind, wird z.Z. hauptsächlich nach zwei Methoden erreicht. Dies sind die Computer-Radiografie (CR) und die Ausleuchtung eines in einem phosphoreszierenden Leuchtstoff eingespeicherten Strahlenreliefs. Nach der erstgenannten Methode wird das zu untersuchende Objekt mit einem fächerförmigen Strahl durchleuchtet und die Signale mit einem linearen Detektorarray registriert. Dazu braucht man aber eine besondere Gerätschaft. Der Aufwand ist deswegen und wegen der hohen Zahl der Detektoren und Verstärker - ca. 500 bis 1000 Stück - sehr hoch. Die Abtastzeit (10 sec) des zu untersuchenden Bereiches ist im Vergleich zu Normalaufnahmen (ms-Bereich) relativ lang. Nachteilig ist auch, daß die Röntgenröhre wegen der großen Abtastzeit extrem hoch belastet wird und daß wegen der zur Aufnahme erforderlichen Zeit Bewegungsunschärfen im Bild auftreten können. Zudem ist die in Perioden (schwarz-weiß) pro mm (Per/mm) anzugebende Ortsauflösung, d.h. 0,5 bis 1 Per/mm in Beziehung zu 4 bis 8 Per/mm der Normalaufnahme, auf relativ niedrige Werte begrenzt.

Bei der zweiten Methode, der Ausleuchtung eines Phosphoreszenzschirms, entsteht nach dem, etwa aus obengenan-

- 3 -

- 2 -

VPA 81 P 5129 DE

ter Offenlegungsschrift bekannten Verfahren ein hoher Lichtverlust zwischen dem Leuchtschirm und einem daran angeschlossenen Registriersystem, das etwa aus einem Elektronenvervielfacher (EV) bestehen kann. Dies führt zu einem erhöhten Rauschen, da nur wenige Lichtquanten per Röntgenquant im Eingang des EV absorbiert werden, wenn man sowohl den Leuchtschirm als auch den Elektronenvervielfacher unbewegt läßt und den Abtaststrahl bewegt. Bringt man den Fotovervielfacher sehr nahe an den Leuchtschirm, so muß dieser oder der EV bewegt werden, da sonst der Raumwinkel zwischen emittierendem Element und EV stark ortsabhängig und das Signal vignettiert wird. Zweckmäßig wäre es, den Leuchtschirm zu bewegen. Er kann dazu z.B. um eine Trommel gelegt sein, die gedreht und zugleich in Achsrichtung bewegt wird. Von Nachteil ist dabei, daß auch dabei ein erheblicher Anteil des Signals verloren geht und daß zusätzlich hoher mechanischer Aufwand erforderlich wird.

Die Erfindung hat sich die Aufgabe gestellt, bei einem Röntgenbildkonverter nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 eine einfache Anordnung anzugeben, die hohe Signalausbeute erlaubt. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die im kennzeichnenden Teil des Patentanspruchs 1 angegebenen Maßnahmen gelöst. Die Gegenstände der Unteransprüche sind vorteilhafte Weiterbildungen und zweckmäßige Ausgestaltungen der Erfindung.

Durch die Verwendung eines Aufbaus, der aus einer röntgendurchlässigen Elektrode, einer darauf aufgetragenen Röntgenphosphoreszenzleuchtschicht, d.h. einer bei Bestrahlung mit Röntgenstrahlen Fotoelektronen speichernden Schicht, und einer auf dieser gegenüber dem Phosphoreszenzlicht empfindlichen Fotohalbleiterschicht sowie einer auf diese Schicht folgenden Elektrode besteht, wobei wenigstens eine Elektrode und gegebenenfalls zu-

- sätzlich die Halbleiterschicht für auf die Phosphoreszenzschicht ausleuchtend wirkendes Licht durchlässig ist, wird eine Anordnung erhalten, bei der kein Lumineszenzlicht durch einen Abstand zwischen einer Aufnahmeanordnung und der Leuchtschicht verloren geht, weil die Halbleiterschicht direkt auf der Phosphoreszenzschicht liegt. Andererseits ist die Zuordnung einfach und sicher, weil sie schon alleine durch das Aufeinanderauftragen erhalten wird. Als Material für die Speicherschicht ist z.B. Bariumfluorchlorid (BaFCl;Eu) anwendbar, das mit Europium aktiviert ist. Der Fotohalbleiter kann aus der Gruppe der organischen Halbleiter etc. ausgewählt sein. Auch Oxide, Sulfide, Selenide von Zink und Arsen sind anwendbar, ebenso Silizium und Galliumarsenid. Während die Speicherschicht zur ausreichenden Umsetzung der Röntgenstrahlen einige $100\text{ }\mu\text{m}$ dick sein sollte, braucht die Halbleiterschicht nur Licht absorbieren und dazu etwa 10 bis $20\text{ }\mu\text{m}$ dick zu sein.
- 20 Die Wiedergabe eines in der Phosphoreszenzschicht eingespeicherten Röntgenbildes kann etwa so durchgeführt werden, daß der Leuchtschirm mit einem flächenhaften, für einen IR-Strahl durchsichtigen Fotohalbleiter kombiniert wird, indem z.B. der Leuchtstoff zusammen mit
- 25 einem Bindemittel auf den ebenen Fotoleiter sedimentiert wird. Diese Kombination wird dann nach Einspeicherung des Bildes mittels eines Laserstrahls abgetastet. An den Elektroden kann dabei die aus der Abtastung resultierende Folge von Bildsignalen abgenommen werden. Ihre Sicht-
- 30 bermachung kann in einer an sich bekannten Röntgenfernseheinrichtung erfolgen.
- Als Ausleuchtmittel kann außer einem Laserabtaster etwa ein zur Abtastung geeignetes Lumineszenzdiode-Array
- 35 verwendet werden, dessen Lumineszenzdiode schrittweise

- 5 -

- 4 -

VPA 81 P 5129 DE

abtastend weitergeschaltet werden. Die durchsichtige Elektrode am Fotohalbleiter kann auch vielfach unterteilt sein, z.B. in Streifen, wenn die Kapazität dieses Fotoleiters so groß ist, daß ein zusätzliches Rauschen auftritt.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung werden nachfolgend anhand der in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispiele weiter erläutert.

10

In der Figur 1 ist schematisch in einem Übersichtsschaubild eine erfindungsgemäße Anordnung dargestellt und

15

in der Figur 2 eine Schichtung, bei welcher die Abtastung mittels einer Anordnung von Lumineszenzdioden erfolgen kann.

20

In der Figur 1 ist mit 1 eine als Röntgenröhre dargestellte Röntgenstrahlenquelle bezeichnet, von der ein Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, welches einen Patienten 3 durchstrahlt und dann auf eine Aufnahmeschichtung 4 trifft. Diese besteht aus einer röntgendurchlässigen Trägerplatte 5, einer darauf aufgetragenen, etwa aus mit Europium aktiviertem Bariumfluorchlorid (BaF,Cl:Eu) bestehenden und einige 100 μ starken Phosphoreszenzschicht 6, auf welcher eine Halbleiterschicht 7 ruht, die beiderseits lichtdurchlässige Elektroden 8 und 9 trägt. Der Elektrode 9 ist außerdem in Abstand eine Laserabtasteinrichtung 10 zugeordnet.

30

An den Elektroden 8 und 9 liegen Leitungen 11a und 11b, die über einen Widerstand 12 mit einer Gleichstromquelle 13 verbunden sind. Die Leitungen 11a und 11b führen außerdem zu einem Verstärker 14, der mit einer Fernseh-

35

wiedergabeeinrichtung verbunden ist, die in der Figur als Leuchtschirm 15 symbolisiert ist.

Von der Quelle 1 aus wird mittels des Röntgenstrahlen-
5 bündels 2 der Körper des Patienten 3 durchstrahlt und
in der Phosphoreszenzschicht 6 ein dem so erhaltenen
Durchleuchtungsbild entsprechendes Energierelief ge-
speichert. Hierauf wird über die Leitungen 11a und 11b
die Spannung der Spannungsquelle 13 angelegt, so daß
10 beim Ausleuchten mittels eines von der Quelle 10 aus-
gehenden Strahls 16, der abtastend über die für ihn
durchlässige Elektrode 9 geführt wird, in den Leitun-
gen 11a und 11b ein Signal ableitbar ist, welches da-
durch entsteht, daß durch den Strahl 16 die in der
15 Schicht 6 gespeicherte Energie in Form von Licht aus-
gelöst wird. Dieses Licht erzeugt dann wiederum in Über-
einstimmung mit seiner Intensität in der Schicht 7 eine
elektrische Leitfähigkeit, die wegen des aus 13 ange-
legten elektrischen Feldes zu dem Signal führt. Dieses
20 kann dann in aus Fernseheinrichtungen bekannter Weise
über einen Verstärker 14 auf dem Leuchtschirm 15 sicht-
bar gemacht werden. In dieser Fernseheinrichtung, die
in der Figur 1 mit 17 bezeichnet ist, können außerdem
noch nicht gesondert dargestellte, an sich bekannte Mit-
25 tel zur Veränderung von Helligkeit, Kontrast etc. unter-
gebracht sein, um eine entsprechende Anpassung des Bil-
des an bestimmte Voraussetzungen zu bewirken.

In der Figur 2 ist der Schichtung 4 anstatt der Abtast-
30 lichtquelle 10 ein Leuchtdioden-Array 20 zugeordnet,
dessen einzelne Leuchtdioden 21, über zwei Elektroden-
streifensysteme 22 von einem Ansteuergenerator 23 aus
angesteuert, in abtastender Aufeinanderfolge eingeschalt-
tet werden können. Die übrige Wirkungsweise stimmt mit
35 derjenigen von Figur 1 überein.

~~2 Figuren~~

~~4 Patentansprüche~~

Patentansprüche

- ① Röntgenbildkonverter mit einem Röntgenphosphoreszenzleuchtschirm, dem Mittel zur abtastenden Ausleuchtung zugeordnet sind, sowie eine Vorrichtung zur Umwandlung der so erhaltenen Bildsignalfolge in ein sichtbares Bild, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Phosphoreszenzleuchtschirm an einer gegenüber dem Phosphoreszenzlicht empfindlichen Fotohalbleiterschicht liegt, daß dieser Fotohalbleiter sich zwischen zwei Elektroden befindet und daß die dem Leuchtschirm zugeordnete Schichtung wenigstens von einer Seite dem Zutritt eines abtastenden Ausleuchtstrahls zugänglich ist.
2. Röntgenbildkonverter nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die der Leuchtschicht anliegende Elektrode für das Abtastlicht durchlässig ist.
3. Röntgenbildkonverter nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Halbleiterschicht sowie die ihr außen anliegende Elektrode für das Abtastlicht durchlässig sind.
4. Röntgenbildkonverter nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß als den Leuchtschirm umfassende Schichtung des Ausleuchtstrahlerzeugers ein Leuchtdioden-Array vorgesehen ist.

Nummer:
Int. Cl.³:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

3151570
H04N 5/32
28. Dezember 1981
7. Juli 1983

- 7 -

1/1

81 P 5129

